

17

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-131264

(43)Date of publication of application : 12.05.2000

(51)Int.Cl.

G01N 27/327

G01N 27/30

(21)Application number : 10-302691

(71)Applicant : TECHNO MEDICA:KK

(22)Date of filing : 23.10.1998

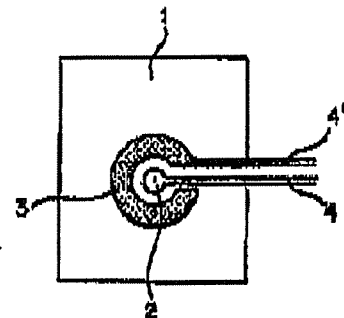
(72)Inventor : DAN KINSOU
YAMAZAKI HIROKI

(54) ENZYME SENSOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a novel enzyme sensor, in particular a disposal type enzyme sensor, capable of easily determining quantitatively components in a body fluid sample such as blood and urine and component concentrations in food.

SOLUTION: This sensor is an amperometric type enzyme sensor of which a working electrode 2 is a single coat applied layer made of a conductive paste containing at least an oxidoreductase, noble metal fine particulates, a conductive powder material and a binder, in an enzyme sensor having an electrode system comprising at least the working electrode 2 and a counter electrode 3 provided on an insulating substrate 1.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 20.10.2005

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

1)

(10) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-131264

(P2000-131264A)

(43) 公開日 平成12年5月12日 (2000.5.12)

(51) Int.Cl.7	識別記号	FI	シグナール (参考)
G01N 27/327		G01N 27/30	353Z
27/30			Z

審査請求 未請求 請求項の取 〇 L (金 6 頁)

(21) 出願番号 特願平10-302881
(22) 出願日 平成10年10月23日 (1998. 10. 23)

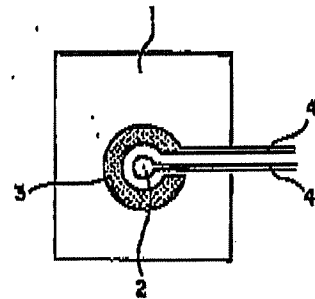
(71) 出願人 591090354
株式会社テクノメディカ
神奈川県横浜市都筑区仲町台5丁目5番1号
(72) 発明者 横 金栄
神奈川県横浜市都筑区仲町台5丁目5番1号 株式会社テクノメディカ内
(72) 発明者 山崎 治樹
神奈川県横浜市都筑区仲町台5丁目5番1号 株式会社テクノメディカ内
(74) 代理人 100066452
弁理士 八木田 茂 (外1名)

(54) 【発明の名称】 酵素センサー

(57) 【要約】

【課題】 血液、尿等の体液試料中の成分や食品中の成分濃度を簡易に定量できる新規な酵素センサー、特に使い捨て用の酵素センサーを提供する。

【解決手段】 絶縁性基板上に設けられた少なくとも作用極と対極とからなる電極系を有する酵素センサーにおいて、作用極が少なくとも酸化還元酵素、貴金属微粒子、導電性粉末材料及びバインダーを含む導電性ペーストから作られた単一塗層層であることを特徴とする、アンペロメトリック型酵素センサーが作製された。



1 : 絶縁性基板
2 : 作用極
3 : 対極
4, 4' : リード線

(2)

特開2000-131264

2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 絶縁性基板上に設けられた少なくとも作用極と対極とからなる電極系を有する酵素センサーにおいて、作用極が少なくとも酸化還元酵素、貴金属微粒子、導電性粉末材料及びバインダーを含む導電性ペーストから作られた単一塗着層であることを特徴とする、アンペロメトリック型酵素センサー。

【請求項2】 酸化還元酵素、貴金属微粒子、導電性粉末材料及びバインダーが単一のペースト状混合物の形であり、作用極は該混合物の単一塗着層である請求項1に記載の酵素センサー。

【請求項3】 貴金属微粒子は、貴金属としてのプラチナ、金、ルテニウム、パラジウム、イリジウム、ロジウム、銀等のコロイド状、多孔質塊状又は粉末状の微粒子であり、その微粒子の比表面積が貴金属の塊状物より大きいものである請求項1に記載の酵素センサー。

【請求項4】 前記導電性ペースト中の貴金属微粒子の量が、導電性ペーストの固体含量に基いて1〜50重量%である請求項1に記載の酵素センサー。

【請求項5】 前記導電性ペースト中の貴金属微粒子が単一種類である請求項1に記載の酵素センサー。

【請求項6】 前記導電性ペースト中の貴金属微粒子が複数種類である請求項1に記載の酵素センサー。

【請求項7】 作用極での過酸化水素を検知物質とする場合、作用極と対極との間に印加する直流電圧が+0.3V〜+0.7Vの範囲である請求項1に記載の酵素センサー。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、血液、尿等の体液試料中の成分や食品中の成分濃度を簡易に定量できる新規な酵素センサー、特に使い捨て用の酵素センサーに関する。

【0002】

【従来の技術】近年、検査線の校正や電極の洗浄が不要で小型化が可能な使い捨て型の酵素センサーが実用されている。酵素センサーは、一般的には酵素反応を検知する作用極（酵素電極又は測定極とも言う）と、電気回路を形成するために作用極と組み合わせて使う相手の対極とを有する構造をもつものであって、作用極における酵素反応による物質変化をそれら電極により電気信号の変化として取りだし、その変化からその酵素が特異的に作用する基質の濃度を測定するものである。酵素センサーは、絶縁性基板上に設けられた作用極と対極とからなる電極系の上に、酵素と電子受容体を含む酵素反応層を積層して設けた構造をもつものが知られる（例えば特開平2-157645号および特開平3-54447号公報参照）。

【0003】また、絶縁性基板上に設けられた作用極がカーボンブラックのような導電性粉末と酵素と電子伝達物質（電子受容体又はメディエーターとも言う）を重合

体系のバインダー及び溶剤と共に混合して得られた混合物から印刷法で作製されてある型の酵素センサーも知られる（例えば特開平6-281615号、特開平7-270373号及び特開平9-94573号公報参照）。メディエーターは、酵素反応の量を作用極へ伝える伝達物質として働くものである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】アンペロメトリック型の酵素センサーを用いて酵素の基質となる生体試料中の生化学物質を測定する場合、酵素とその基質の反応から生成した過酸化水素(H_2O_2)を検出物質とする事が多い。その測定は、酵素反応の進行により生成した H_2O_2 を、作用極に印加される電圧（印加電圧と言う）により酸化し、発生する電気信号を電気デバイスで検出する。電極材料によって違っても、印加電圧は、 H_2O_2 の酸化反応を促すためのもので、白金の場合、+0.4V (v. s. Ag/AgCl) 以上が必要である。さらに、安定な電流を得るために、白金の場合は+0.6V以上、カーボンでは+0.9V以上必要である。しかし、このような印加電圧では、 H_2O_2 だけではなく、試料中に共存する還元性物質（例えば、血液中のアスコルビン酸、尿酸等）も酸化され、それが対象物質である基質の測定誤差要因となる。

【0005】この問題を解決するため、主に二つの方法が利用されている。一つはメディエーターの導入である。メディエーターは酵素の酸化還元反応を電極表面に伝達する物質として働くものであり、アンペロメトリック型の酵素センサーに使われるのは、通常、酸化還元酵素の電子伝達体として機能するレドックス化合物である。具体的には、フェロセン及びその誘導体、ベンゾキノン、メチレンブルー、2,6-ジクロロインドフェノール、金属シアン化錯体等が使用される。このようなメディエーターの導入により、白金作用極の場合、印加電圧が+0.3〜+0.5V (v. s. Ag/AgCl) で酵素反応を検出できる。特に導電性粉末としてカーボンを含む導電性ペースト材料と酵素を混合してその混合物をスクリーン印刷法で塗着した作用極を設けた酵素センサーを作製する場合には、メディエーターを作用極材料に添加すると、+0.5Vの印加電圧でも十分な電気信号が得られる。他の共存還元性物質はこの条件下では低活性であり、酸化されないか、あるいは酸化電流からの影響が無視できる程度となる。メディエーターの使い方としては、電極材料に混合するか、電極表面に修飾して固定するか、酵素マクロ分子中に固定するか幾つかの方法が挙げられる。

【0006】しかし、メディエーターを導入すると、下記の様な問題も出てくる。例えば、メディエーターの不安定性による経時的な性能低下、メディエーター固定化法の低安定性、及び環境への汚染等の問題である。

【0007】もう一つの方法としては、安定な酸化電流の得られる印加電圧を設定して、作用極の表面を工夫し、測定する試料から還元性物質を除去する、或は作用

(3)

特開2000-131264

3

極表面への拡散を制限する等の手段がある。即ち、多層構造にして共存物質の影響を減少する。例えば、固定化酵素とそれの作用極の間に、孔径が小さい制限膜を挟んで、比より分子量の大きい還元性物質をブロックするか、あるいは電荷をもつ透過膜を酵素電極の表面につけて、同じ電荷を持つ物質を電極から排斥する等の方法を用いる（例えば特開平3-28752号公報参照）。しかし、このような方法では、酵素センサーの性能、品質向上に限界があり、製造工程も複雑になる。

【0008】H. P. Bennettoら（米国特許4,870,146参照）は、白金族金属のブラックを吸着したカーボンブラックから作った多孔導電性層の表面に酵素を固定する方法で酵素センサーを提供した。また、Y. Ikariyamaら（米国特許5,269,903参照）は導電性電極基材の表面に電析により白金ブラックを形成し、その多孔層に酵素を導入し、さらにその表面に酵素の固定化処理をして酵素センサーの作製法を検討した。しかしこれらの方法では、電極の作製と酵素固定が別々の工程としているため、製造工程が複雑になる。また、架橋処理などの酵素固定化により酵素の失活の問題も予想される。

【0009】従って、簡単に混合するだけで酵素を固定化でき、一回印刷で製造できる使い捨てタイプ酵素センサーについて、その作用極の中にメディエーターの配合が不要であり、しかも測定試料中共存する還元物質の酸化反応が起りにくい低い印加電圧で作動できる新しい酵素センサーを提供することが要望されている。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記の要望に答える新しい酵素センサーを構成する目的で本発明者らは種々研究を行った。その結果、導電性粉末材料として例えばカーボンブラックまたはグラファイトと、貴金属微粒子、例えばプラチナ（白金）ブラック、パラジウムブラックまたは金コロイドと、酸化還元酵素と、バインダーとを含む導電性ペーストを、メディエーターの添加無しで均一な混合物として調製し、この調製された導電性ペーストを絶縁性基板上に常法の印刷法で塗着し乾燥して作用電極を構成し、さらに通常の対極ならびにリード線を絶縁性基板上に設けることによって、安定な作動性をもたらす低い印加電圧でも高性能である酵素センサーを安価に作製できることが知見された。

【0011】従って、本発明においては絶縁性基板上に設けられた少なくとも作用極と対極とからなる電極系を有する酵素センサーにおいて、作用極が少なくとも酸化還元酵素、貴金属微粒子、導電性粉末材料及びバインダーを含む導電性ペーストから作られた単一塗層層であることを特徴とする、アンペロメトリック型酵素センサーが提供される。

【0012】本発明の酵素センサーで用いられる酸化還元酵素と、貴金属微粒子と、導電性粉末材料及びバインダーが単一のペースト状混合物の形であり、該混合物の

4

単一塗層層として該センサーの作用極を形成できる。

【0013】本発明による酵素センサーの作製法において、上記導電性ペーストは一回の印刷で電極形成が出来るため、従来の電極形成と酵素固定化とのすくなくとも二つの工程から一つの工程に省力することができる。

よって製造工程は簡素化される。

【0014】本発明による酵素センサーの作製に用いられる導電性ペーストは、導電性粉末材料としてのカーボンブラックと、重合体系のバインダーと、溶剤例えば水とを含有してなるものであることが好ましい。また、導電性ペーストの固体含量に基いて1~50重量%、好ましくは2~20重量%の量で貴金属微粒子を含有するものである。

【0015】導電性ペーストに配合される貴金属微粒子は、白金、ルテニウム、パラジウム、イリジウム、ロジウム、金又は銀等の貴金属の微粒子である。これら貴金属微粒子の比表面積は塊状の同金属の表面積の数十倍から数千倍であるため、その添加により電極の有効面積も大きくなる（例えば、米国特許5,269,903参照）。これら比表面積の大きい貴金属微粒子を導電性カーボン及びバインダーと配合する際、導電性カーボンの表面に吸着し、導電性のよい多孔性、スポンジ状の層になると推測される。この貴金属微粒子は、本発明の酵素センサーにおける作用極内で酵素と電極の電子授受を媒介する触媒としても作用するものである。

【0016】また、本発明の酵素センサーにおいては、作用極と絶縁性基板との間には、導電性金属、特に銀よりなる下地電極を設けることができ、下地電極がリード線部に接続される。

【0017】本発明で用いられる導電性ペーストに含まれる導電性粉末材料は、導電体として働くものであり、カーボン、グラファイト等が挙げられるが、コスト、表面の親水性および印刷適性等よりカーボンブラックが好ましい。導電性粉末材料の含有量は、導電性と印刷特性（粘度、流動性等）基板への接着性、等を加味して、他の混合成分との兼ね合いにより決定され、30~70%（重量）の程度、さらに好ましくは40~60%である。

【0018】本発明で用いられる導電性ペーストに含まれる重合体系バインダーとしては、でんぷん系、セルロース系、アルギン酸系、ガム類、タンパク質系などの天然高分子類、アクリル系、ブチラール系、酢酸ビニル共重合体系、ポリアミド系、ポリエステル系、ポリウレタン系などの合成高分子類が挙げられる。水溶性のバインダーを用いる場合には、非水溶性バインダーと混合して用いるのが好ましい。バインダーの含有量は、ペーストとしての流動性や印刷適性とのバランスで決定され、通常は導電性ペーストの乾固成分の重量の5~50%程度である。さらに好ましくは、10~30%である。ペーストに配合された溶剤は主として水である。りん酸緩衝液および（または）揮発性有機溶剤、例えば酢酸エチル、アセ

10

20

30

40

50

(4)

特開2000-131264

5

トン、エタノールを適量配合することもできる。

【0019】また、導電性ペーストと混合される酵素は、酸化還元酵素であれば特に制限がない。たとえばグルコースオキシダーゼ、コレステロールオキシダーゼ、ラクタートオキシダーゼ、アルコールオキシダーゼ、キサンチンオキシダーゼ、ビルベートオキシダーゼ、アルデヒドオキシダーゼ等が用いられる。

【0020】絶縁性基板としては、セラミック、ガラス、ガラスエポキシ、プラスチック等、絶縁性が高く、伝熱性が良好なものであれば良いが、安価で扱い易いポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリエチレン、ポリプロピレン等のプラスチックフィルムが好ましい。

【0021】絶縁性基板上に設けられる作用極は、酵素センサーで常用される平面形状をもつことができる。例えば円形、矩形又は長方形である。対極の形状は作用極の形状に適合する適当な形状、例えばリング状、矩形又は凹状にできる。

【0022】酵素センサーの電極部を作製するための印刷方法としては、スクリーン印刷が適するが、グラビア印刷、グラビアオフセット印刷、ノズルコーティング、ディスペンサー印刷、インキジェット印刷等も応用できる。

【0023】本発明の酵素センサーにおいて H_2O_2 を検出物質とする場合には、 H_2O_2 を酸化するための電圧として $Ag/AgCl$ 対極に対して $+0.3V \sim +0.7V$ の範囲で応用できる。さらに、試料中に共存する還元性物質による妨害を有効に解消するために $+0.3V \sim +0.5V$ の印加電圧が好ましい。

【0024】次に、本発明の酵素センサーの構造の一例を添付図面について説明する。

【0025】添付図面の図1は本発明による酵素センサーの一実施例の平面概略図を示す。図1において、四角形の絶縁性基板1の中央に、平面形状が円形である作用極2が設けられてある。作用極2は、基板1に直接に設けられた円形状の銀の下地電極（図示せず）の上に、カーボンブラックと酵素と白金ブラックとバインダーを含む導電性ペーストを印刷法で塗着し、乾燥させて作製された。

【0026】作用極2を取り囲む配置で対極3が環状に設けられてある。この対極は塩化銀でメッキされた銀の電極（ $Ag/AgCl$ 電極）である。作用極2の下地電極は、導電性金属（好ましくは銀）のリード線部4に接続され、また対極3も同様なリード線部4'に接続される。これらリード線部4、4'は銀ペーストを印刷法で塗着されて作製される。

【0027】

【発明の実施の形態】次に、本発明の酵素センサーを実施例1と比較例1について具体的に説明する。

【0028】実施例1

生化学試料中のグルコースを測定するためのグルコース

6

酵素センサーを下記のように作製した。アセチレンブラックとカルボキシメチルセルロース水溶液との凝結物からなるカーボンペーストを調製した。さらにこのカーボンペーストの8.0gを白金ブラック（関東化学（株）製）の1.0g及びグルコースオキシダーゼ（GOD）（東洋紡（株）製）の1.0g（125 IU/mg）と共に混練することにより、均一な混合物の形で導電性ペーストを調製した。

【0029】ポリエチレン製の絶縁性基板上に設けた銀の下地電極の上に前記の導電性ペーストをスクリーン印刷し、45℃で1時間乾燥するだけで添付図面の図1に示したように単層構造を有する作用極を作製した。こうして、直径が約1.5mmの円形状の作用極を基板上に構成した。このように作製した作用極は、CP-Pb-GOD電極と称する。

【0030】さらに、基板上に、図1に示したように、リング状に設けた銀の下地電極を $AgCl$ メッキし、銀/塩化銀電極（ $Ag/AgCl$ ）を作製した。こうして酵素センサーが作製された。

【0031】比較例1

比較するために、三種類の電極を下記のように作製した。

(i) 白金ディスク電極（Pt）：直径1.0mmの白金線をガラス中に封入し、端面を研磨して直径1.0mmの円形白金表面が露出する白金電極。

(ii) カーボンペースト電極（CP）：実施例1と同じ方法で、カーボンペーストのみを絶縁性基板上に設けた銀の下地電極の上に印刷してなる直径1.0mmのカーボンペースト電極。

(iii) カーボンペースト-白金ブラック電極（CP-Pt

b）：実施例1の導電性ペースト中に添加したGODの代りに同量のBSA（牛血清アルブミン）を添加して作製した直径1.0mmの円形状電極。このBSAは無活性タンパク質であるため、電極基材の性能評価によく使用されている。こうして作製したCP-Ptb電極は実施例1で作製したCP-Ptb-GOD電極と同構造であり、しかも酵素活性を持たない。

【0032】次に、本発明に使っている電極基材及び実施例1で作製した酵素センサーの性能評価を試験例1と試験例2について具体的に説明する。

【0033】試験例1

白金ブラック添加カーボンペーストを電極基材として性能評価するために、下記のような試験を行った。

【0034】 H_2O_2 を検出物質とするアンペロメトリック型酵素センサーの作用極において、一般的には、電極材料として白金が選んでいる。それは、作用極に加える印加電圧の変化に応ずる応答電流が白金電極では明瞭に変化するからである。印加電圧の変化と、応答電流の変化との相関関係はサイクリックボルタンメトリー走査法で測定できる（例えば、成書「電気化学測定法」、の「ボルタンメトリー用指示電極」の項（1984年）、参照）。

(5)

特開2000-131264

7

【0035】前記比較例1で作製したCP-Ptb電極は実施例1の電極基材と同じ為、Pt電極との比較試験を行った。また、参照のために、CP電極も測定した。

【0036】(4) Pt電極を作用極、Ag/AgCl電極を参照電極にして、1.0 Nの硫酸水溶液中に置いて、電気化学測定装置(東亜電液(株)のCS-1080)により印加電圧と応答電流との相関波形を走査法で測定した。走査速度は10 mV/sとした。この応答波形を添付図面の図2の(a)に示す。

【0037】図2の(a)において、曲線Ptは走査電圧に10 応ずる応答電流の変化曲線を示す。この電位走査(電圧の上昇と下降のサイクル)によって、白金電極表面で特異な水素の吸着脱離及び酸化被膜の形成、脱離が認められる。この測定条件は白金電極の電極特性の確認条件として利用出来ると判断する。

【0038】(ii) 次に、上記のPt電極に代えて、比較例1のCP電極を同じ条件で測定した。その応答波形は添付図面の図2の(b)のCPで示す。この波形から、CP電極の印加電圧に10 応ずる応答電流を確認できないことが分かった。従って、CP電極ではH₂Oを検出物質としてアンペロメトリック型酵素センサー作用極の電極基材としては不適切と判断する。

【0039】(iii) さらに、比較例1のCP-Ptb電極を用い(1)と同様に測定をした。応答波形は添付図面の図2の(b)のCP-Ptbで示す。この応答波形はPtの応答波形【図2の(a)】と近似して大きく、しかも応答電流はPtより10倍程度大きいことが認められる。従って、CP-Ptb電極は、応答電流の感度の点で著しく良好で性能も優れていると認められる。そして、H₂Oを検出物質とするアンペロメトリック型酵素センサーの作用極電極基材として十分に利用できると判断する。

【0040】従って、実施例1のCP-Ptb-GOD電極とCP-Ptbとの電極基材が同じであるため、CP-Ptb-GODに代わる材料もアンペロメトリック型酵素センサーにおいての作用極電極基材として優れた性能を有することが認められる。

【0041】試験例2

実施例1で作製した単層構造を有するグルコース測定用酵素センサーの測定性能を調べるために、次の試験を行った。

【0042】(i) グルコース酵素センサーの応答特性を下記のように調べた。すなわち、上記の実施例1で作製したCP-Ptb-GOD酵素センサーを50mMのりん酸緩衝液(pH7.0)内に定置した。酵素センサーの作用極にAg/AgCl参照極に対して+0.5Vの電圧を印加した。上記の緩衝液に基質としてグルコースの水溶液を、グルコース濃度が5.0mMになるように滴下し均一に混合して測定を行った。測定中は溶液を攪拌しなかった。また、比較のために、上記の酵素センサーを50mMのりん酸緩衝液できれいに洗浄し、再び50mMのりん酸緩衝液に定置し、妨害

8

物質である還元性物質としてアスコルビン酸水溶液を、アスコルビン酸濃度が0.5mMになるように滴下して同じように測定を行った。

【0043】作用極及び対極(参照極)の間に流れる応答電流(mA)と応答時間(秒)(すなわち基質グルコース又はアスコルビン酸の滴下時点から経過した時間)を測定し、その結果を添付図面の図3に示す。

【0044】上記濃度のグルコース添加の場合の応答電流は、上記濃度のアスコルビン酸添加の場合のそれに比べてより大きいことが図3の左右両曲線の比較により認められる。また、上記の測定を行った前後、その酵素センサーの酵素活性は変化しなかったことも確認した。そして、本発明の実施例1の酵素センサーはグルコースに高い感度を示し、妨害物質に対する応答が低かったことが判る。他方、通常はヒト血清中のグルコース濃度が4.0~6.0 mMであるのに対して、アスコルビン酸濃度は0.017~0.08 mMであるから、実施例1のグルコース酵素センサーを用いれば、低妨害、高感度でヒト血清中グルコース濃度の測定をすることが可能である。

【0045】(ii) 実施例1で作製したグルコース酵素センサーのグルコースに対するダイナミックレンジを下記のように調べた。すなわち、上記の実施例1で作製したCP-Ptb-GOD酵素センサーを50mMのりん酸緩衝液(pH7.0)内に定置した。酵素センサーの作用極にAg/AgCl参照極に対して+0.5Vの電圧を印加した。上記の緩衝液に基質としてグルコースの水溶液を、グルコース濃度が一定になるように滴下し均一に混合して電流応答測定を行った。測定中は溶液を攪拌しなかった。次に、この酵素センサーを50mMのりん酸緩衝液できれいに洗浄して、30 同じような測定を行った。ただし、その時に滴下したグルコース水溶液量を、グルコース濃度が変わるように調整した。このように測定を繰り返し、グルコース濃度が0~50.0mMの範囲の測定を行った。その測定結果は添付図面の図4に示す。

【0046】その結果、エンドポイント法による算出ではグルコース濃度20mMまで、また初速度法による算出では50mMまでの広範囲の直線性が得られた。尚、エンドポイント法および初速度法は「改定臨床化学」122~125ページ、講談社1984年発行に記載される。

40 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例の酵素センサーの平面概略図である。

【図2】図2の(a)は、1.0N硫酸水溶液中での白金電極のサイクリックボルタンメトリック法の応答波形の曲線図である。図2の(b)は、同様にサイクリックボルタンメトリック法で測定したカーボンペースト電極(CP電極)と、カーボン及び白金ブラックからなる電極(CP-Ptb電極)との応答波形の曲線図である。

【図3】りん酸緩衝液(50mM, pH7.0)中で、測定された本発明の実施例1で作製されたグルコース酵素セン

(6)

特開2000-131264

9

10

サー(CP-Pt/C-GOD電極を作用極としてもつセンサー)のグルコース及びアスコルビン酸に対する応答曲線である。

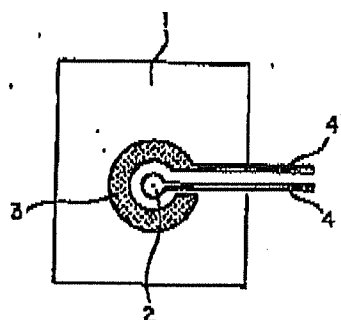
【図4】本発明の実施例1で作製されたグルコース酵素センサーの電流応答曲線の直線性を調べた曲線図である。左縦軸はエンドポイント法による測定の結果であ *

*り、右縦軸は初速度法による測定の結果である。

【符号の説明】

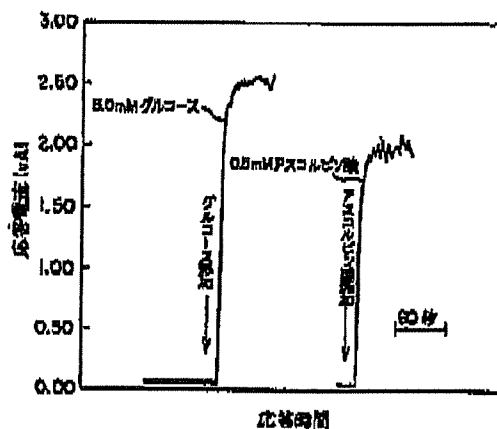
- 1 絶縁性基板
- 2 作用極
- 3 対極
- 4, 4' 金属リード線部

【図1】

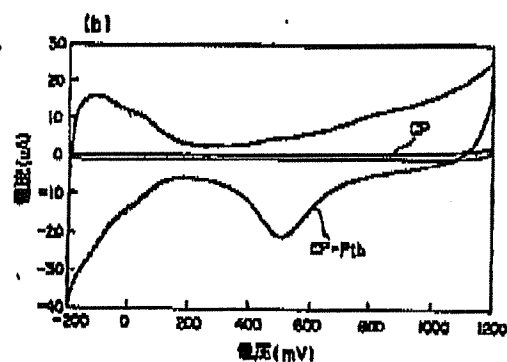
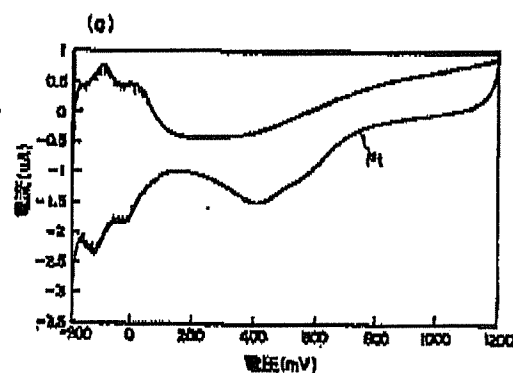


- 1: 絶縁性基板
- 2: 作用極
- 3: 対極
- 4, 4': リード線

【図3】



【図2】



【図4】

